



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11) EP 0 740 926 A2

(12)

# EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
06.11.1996 Patentblatt 1996/45

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: A61B 17/39

(21) Anmeldenummer: 88105805.4

(22) Anmeldetag: 12.04.1996

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
DE FR GB

(30) Priorität: 03.05.1995 DE 19818238

(71) Anmelder: Gebr. Berchold GmbH & Co.  
78532 Tuttlingen (DE)

(72) Erfinder:  
• Wurzer, Helmut  
80538 München (DE)

• Mäkel, Rainer  
53639 Königswinter (DE)  
• Less, Hans-Dieter, Dr.  
82541 Seeshelm/Münching (DE)  
• Müller, Wolfgang, Dr.-Ing.  
78532 Tuttlingen (DE)

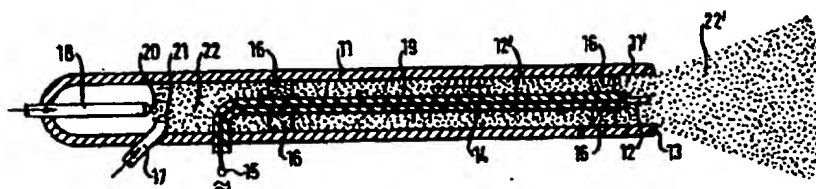
(74) Vertreter: Manitz, Gerhart, Dr. et al  
Robert-Koch-Strasse 1  
D-80538 München (DE)

(54) Elektrochirurgische Vorrichtung zur Erzeugung eines Lichtbogens

(57) Die Erfindung betrifft eine elektrochirurgische Vorrichtung zur berührungslosen Oberflächenkoagulation von Biogewebe mittels einer Hochfrequenz-Schneidelektrode 12. Zur Schaffung einer ionisierten Strecke für die erleichterte Lichtbogenbildung wird in

einem rohrförmigen Instrumentenkörper 11 ein Aerosolstrahl 20 gebildet, der aus dem distalen Ende 13 des Instrumentenkörpers 11 austritt.

FIG. 1



EP 0 740 926 A2

Printed by Frank Jorns (JBO Business Service  
2.13.99.4

BEST AVAILABLE COPY

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 und eine elektrochirurgische Vorrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 7.

Bei stark durchblutetem Biogewebe besteht häufig das Erfordernis, unter Verwendung der Hochfrequenz-Chirurgie Gewebeoberflächen berührungsfrei und gleichmäßig zu koagulieren. Konventionell wird dies mit der sogenannten Sprüh-Koagulation bzw. Spray-Koagulation bei hohen Hochfrequenzspannungen im Bereich von Kilovolt bewerkstelligt. Ein Nachteil dieser konventionellen Technik ist die Unregelmäßigkeit des Lichtbogenbereichs und die Gefahr, die Gewebeoberfläche zu karbonisieren.

Eine Verbesserung wurde dadurch erzielt, daß durch Einblasen eines Edelgases z. B. von Argon ein Ionisierungspfad geschaffen wurde, der zur Verbesserung der Gleichmäßigkeit bei der Koagulation von Gewebeoberflächen beitrug. Ein derartiges Verfahren ist z. B. in der EP 0 353 177 A1 beschrieben. Nachteil dieses Verfahrens ist die Verwendung des recht teuren und in Kliniken häufig nicht verfügbaren Edelgases.

Das Ziel der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein Verfahren und eine Vorrichtung der eingangs genannten Gattung zu schaffen, mittels denen ein Ionisierungspfad im Bereich der aktiven Elektrode mit einfacheren Maßnahmen zur Verfügung gestellt wird.

Zur Lösung dieser Aufgabe sind die Merkmale der Patentansprüche 1 und 7 vorgesehen.

Der Erfindung liegt der Grundgedanke zugrunde, daß ein Ionisierungspfad auch mit anderen Medien als Edelgasen möglich ist. Als vorteilhaft hat sich hierbei die Erzeugung eines Aerosols aus einer niederprozentigen Kochsalzlösung herausgestellt. Die Kombination von Hochfrequenz an der aktiven Elektrode einer elektrochirurgischen Vorrichtung mit einer NaCl-Lösung ist zwar bekannt, doch wurde diese bisher nur verwendet, um ein Ankleben der Elektroden am Biogewebe zu verhindern.

Erfindungsgemäß wird dem gegenüber ein Aerosol mit einem gewissen Spüldruck von z. B. 3,5 bar um die Elektrode herumgespült bzw. herumgeblasen, wodurch ein Ionisierungskanal mit definierter Dimensionierung entsteht.

Als positive Effekte des erfindungsgemäßen Verfahrens ergeben sich die Verwendung von verfügbaren Medien, z. B. destilliertem Wasser, CO<sub>2</sub>, NaCl-Lösung, eine gleichmäßige Koagulation des Biogewebes in einer festumgrenzten Fläche, eine geringe Gefahr einer Karbonisierung, eine Kühlung der Elektrode, keine, sonst übliche Rauchbildung und keinerlei Geruchsbildung durch Verbrennen von Gewebe.

Vorteilhafte Ausführungen des erfindungsgemäßen Verfahrens sind durch die Ansprüche 2 bis 6 und vorteilhafte Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung durch die Ansprüche 8 bis 10 gekennzeichnet.

Die Erfindung wird im folgenden beispielsweise anhand der Zeichnung beschrieben; in dieser zeigt

Figur 1 einen schematischen Schnitt einer rein beispielsweise Ausführung einer erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Vorrichtung zur Erzeugung eines Aerosolstrahls um eine hochfrequenz-chirurgische Schneidelektrode herum.

In einem von der Hand des Benutzers ergreifbaren hohlzylinderförmigen Instrumentenkörper 11 ist koaxial eine hochfrequenz-chirurgische Schneidelektrode 12 angeordnet, die gegenüber dem distalen offenen Ende 13 des rohrförmigen Instrumentenkörpers 11 ein Stück zurückversetzt ist und mit einer Zuleitung 12' verbunden ist, die sich - von einer Isolierung 14 umgeben - mit alseitigem Abstand von der Innenwand des rohrförmigen Instrumentenkörpers 11 nach hinten erstreckt, wo im Bereich des proximalen Endes seitlich ein Hochfrequenzanschluß 15 vorgesehen ist, an den eine geeignete Hochfrequenzspannung, die von einem nicht dargestellten Hochfrequenzgenerator erzeugt wird, anlegbar ist. Die zugehörige Neutralelektrode ist an geeigneter Stelle des Patientenkörpers angeordnet. Der distale Bereich des im übrigen aus Metall bestehenden Instrumentenkörpers 11 ist aus einem isolierenden Material 11' hergestellt, welches sich nach hinten bis über die Isolierung 14 der Zuleitung 12' erstreckt.

Die Zuleitung 12' mit der Isolierung 14 wird durch geeignete Halterungen 18 vorzugsweise koaxial innerhalb des Instrumentenkörpers 11 gehalten. Die einzelnen Halterungen 18 sind jeweils über den Umfang um die Isolierung 14 herum mit solchem Abstand angeordnet, daß dazwischen in axialer Richtung ein ausreichend dimensionierter Strömungsdurchgang vorliegt.

Am proximalen Ende des Instrumentenkörpers 11 sind seitlich bzw. axial zwei Zufuhrrohre 17, 18 in das Innere des Instrumentenkörpers 11 hineingeführt. An das Rohr 17 wird eine Leitung angeschlossen, mittels derer beispielsweise eine 0,9 %-ige Kochsalzlösung zugeführt wird. Das axial eingeführte Rohr 18 ist an einen Druckluftanschluß angelegt, so daß es mit Druckluft als Trägergas beaufschlagt werden kann.

Innerhalb des Hohlraumes 19 des Instrumentenkörpers 11 weisen die Rohre 17, 18 Öffnungen 20, 21 auf, durch welche die Kochsalzlösung bzw. die Luft so in den Innenraum 19 hineingedrückt werden, daß es zu einer Zerstäubung der Kochsalzlösung kommt, d. h. zur Bildung eines Aerosols 20, welches aufgrund des Druckaufbaus insbesondere durch das Rohr 18 in Richtung des Pfeiles durch den Instrumentenkörper 11 zum distalen Ende 13 hin strömt und dort als kegelförmig erweiterndes Aerosolbündel bzw. Aerosolstrahl 22 austritt, welches bzw. welcher somit die Spitze der Schneidelektrode 12 und das von dieser zu koagulierende Biogewebe umgibt. Durch die hohe Spannung der Schneidelektrode 12 wird das Aerosol ionisiert und somit eine ionisierte Strecke zwischen Schneidelek-

trode 12 und Biogewebe gebildet, auf der sich dann ein besonders gleichmäßiger und damit auch besonders gut lokalisierbarer Lichtbogen ausbildet.

Das Druckluft-Zuleitrohr 18 ist derart weit, daß es in das Innere des Instrumentenkörpers 11 hineingeführt, daß seine Austrittsdüse 20 sich unmittelbar oberhalb und etwas hinter der quer verlaufenden Austrittsdüse 21 des Flüssigkeits-Zuleitrohres 17 befindet. Auf diese Weise saugt die über die Austrittsdüse 21 strömende Luft Flüssigkeit aus dem Rohr 17 an und zerstäubt sie gleichzeitig zur Bildung des Aerosols 22.

Statt der durch die Rohre 17, 18 gebildeten Zerstäubungsvorrichtung könnte auch ein Ultraschallvernebler am bzw. im Instrumentenkörper 11 oder in einem Abstand von diesem vorgesehen sein. Im letzteren Fall wäre der Ultraschallvernebler über einen Aerosol-Zuleitungsschlauch mit dem Inneren des Instrumentenkörpers 11 zu verbinden.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur berührungsfreien Oberflächenkoagulation von Biogewebe mittels eines Lichtbogens, der durch die von einem Hochfrequenzgenerator erzeugte Hochspannung an einem hochfrequenzchirurgischen Instrument erzeugt wird, dadurch gekennzeichnet, daß zur Schaffung einer ionisierten Strecke für die erleichterte Lichtbogenbildung ein unter Verwendung einer Flüssigkeit und eines Trägergases gebildeter Aerosolstrahl in die Region, wo der Lichtbogen sich bilden soll und sich eine an einer Hochfrequenzspannung angelegte Elektrode (12) befindet, geschickt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß dem Aerosolstrahl zur Verbesserung der Leitfähigkeit Ionen, z. B. NaCl oder KI, beigebracht werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Aerosolstrahl durch eine 0,9 %-ige Kochsalzlösung gebildet wird.
4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Aerosol nach dem Zerstäuberprinzip und insbesondere durch einen wie ein Vergaser ausgebildeten Zerstäuber erzeugt wird.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Aerosol durch einen Ultraschallvernebler erzeugt wird.
6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß als Trägergas für die Bildung des Aerosols, d. h. für die Zerstäubung der im Aerosol enthaltenen Flüssigkeit Luft und/oder Kohlendioxid und/oder Stickstoff verwendet wird, wobei bevorzugt der Vordruck des Trägergases einstellbar ist.
7. Elektrochirurgische Vorrichtung mit einer an eine von einem Hochfrequenzgenerator erzeugte Hochfrequenzspannung anlegbaren Aktivelektrode (12) und einer Neutralelektrode zur Erzeugung eines Lichtbogens im Biogewebe zwecks berührungsfreier Oberflächenkoagulation, insbesondere zur Ausführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß sie eine Aerosolstrahl-Bildungskomponente (17, 18, 19) aufweist, welche einen unter Verwendung eines Trägergases und einer Flüssigkeit gebildeten Aerosolstrahl in den Bereich um die aktive Elektrode (12) schickt, wo der Lichtbogen gebildet werden soll.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Aerosolstrahl-Erzeugungskomponente einen Zerstäuberkanal (19) mit einer Austrittsdüse (13) aufweist und/oder daß die Aerosolstrahl-Erzeugungskomponente einen Ultraschallvernebler umfaßt, der wahlweise im Handgriff (11) oder außerhalb des Handgriffs angeordnet und durch eine Schlauchverbindung mit dem Handgriff (11) verbunden ist und/oder daß die aktive Hochfrequenzelektrode (12) vorzugsweise mittig im Zerstäuber- bzw. Ultraschallnebelkanal (19) angeordnet ist und/oder daß die Zerstäuber-/Vernebler-Elektrodenanordnung in ein und demselben Handgriff (11) untergebracht ist, wobei der bzw. die Hochfrequenzanschlüsse (15) und die Trägergas-Flüssigkeitsanschlüsse (17, 18) ebenfalls am Handgriff (11) vorgesehen sind.
9. Vorrichtung nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß die aktive Elektrode (12) gegenüber der Austrittsdüse (13) des Instrumentenkörpers (11) etwas zurückversetzt ist und/oder daß die aktive Elektrode (12) nadel- oder stabförmig ausgebildet ist und/oder daß der distale Bereich des Instrumentenkörpers (11) aus Isoliermaterial (14) besteht.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die aktive Elektrode (12) an eine sich im Instrumentenkörper (11) längs erstreckende Hochfrequenz-Zuleitung (12) angeschlossen ist, die von einer Isolierung (14) umgeben ist und/oder daß

zwischen der Zuleitung (12) zur aktiven Elektrode (12) bzw. der Isolation (14) der Zuleitung (12) und der Innenwand des Instrumentenkörpers (11) vorzugsweise isolierende Abstandshalter (16) derart angeordnet sind, daß zwischen an einer bestimmten axialen Stelle des Instrumentenkörpers (11) angeordneten Abstandshaltern (16) ausreichend Platz für den axialen Durchgang des Aerosols vorhanden ist.

10

15

20

25

30

35

40

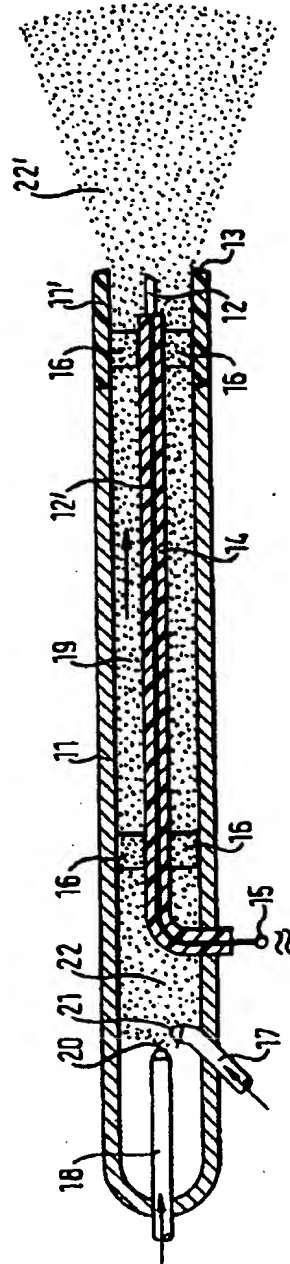
45

50

55

4

FIG. 1



TRANSLATION FROM GERMAN

(19) EUROPEAN PATENT OFFICE

(11) PUBLICATION NO. EP 0 740 926 A2

(12) EUROPEAN PATENT APPLICATION

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: A61B 17/39

(43) Disclosure Date: November 6, 1996, Patent Bulletin 1996/45

(21) Application No.: 96105805.4

(22) Filing Date: April 12, 1996

(84) Treaty Nations Cited: Germany, France, Great Britain

(30) Priority: May 3, 1995, Germany, 19516238

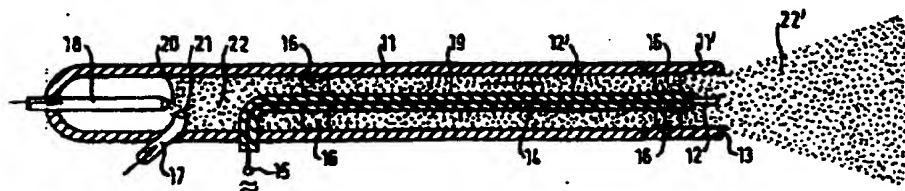
(71) Applicant: Gebr. Berchtold GmbH & Co., Tuttlingen, Germany

(72) Inventors: Helmut Wurzer, Munich, Germany; Rainer Mackel, Koningswinter, Germany; Hans-Dieter Liess, Seehelm/Munsing, Germany; Wolfgang Muller, Tuttlingen, Germany

(74) Agent: Gerhart, Manitz et al., Munich, Germany

(54) Electrosurgical Device for Generation of an Electric Arc

(57) The invention concerns an electrosurgical device for contactless surface coagulation of biological tissue by means of a high-frequency cutting electrode 12. An aerosol jet 20 that emerges from the distal end 13 of the instrument housing 11 is formed in a tubular instrument housing 11 to create an ionized zone for facilitated electric arc formation.



## **Specification**

The invention concerns a method according to the principal clause of patent claim 1 and an electrosurgical device according to the principal clause of Claim 7.

There is often a requirement in biological tissue with substantial blood supply to coagulate tissue surfaces in contactless and uniform fashion using high-frequency surgery. This is conventionally accomplished with so-called spray coagulation at high frequency voltages in the range of a kilovolt. A shortcoming of this conventional technique is the irregularity of the electric arc region and the hazard of carbonizing the tissue surface.

An improvement is achieved owing to the fact that an ionization bath was created by blowing a noble gas, for example, argon, which contributed to improvement of uniformity during coagulation of tissue surfaces. This type of method is described, for example, in EP 0 353 177 A1. A shortcoming of this method is the use of fairly costly noble gas, which is often not available in clinics.

The object of the present invention is to devise a method and device of the generic type mentioned in the introduction, by means of which an ionization path is made available in the region of the active electrode with simpler means.

The features of patent claims 1 and 7 are prescribed to solve this task.

The idea underlying the invention is that an ionization path is also possible with media other than noble gases. Generation of an aerosol from a low-percentage NaCl solution has turned out to be advantageous here. Combination of high frequency on the active electrode of an electrosurgical device with an NaCl solution is certainly known, but this has not been used thus far to prevent adhesion of the electrode to biological tissue. In contrast, an aerosol according to the invention is rinsed or blown around the electrode with a certain rinsing pressure of, say, 3.5 bar so that an ionization cone with defined dimensions is formed.

The use of available media, for example, distilled water, CO<sub>2</sub>, NaCl solution, uniform coagulation of the biological tissue in a strictly delimited surface, a limited hazard of carbonization, cooling of the electrode, no otherwise ordinary smoke formation and no odor formation by burning of tissue emerge as positive effects of the method according to the invention.

Advantageous variants of the method according to the invention are characterized by Claims 2 to 6 and advantageous variants of the device according to the invention are characterized by Claims 8 to 10.

The invention is described below as an example with reference to the drawing; in the drawing

Figure 1 shows a schematic section of a variant (purely as an example) of an electrosurgical device according to the invention for production of an aerosol jet around a high-frequency surgical electrode.

A high-frequency surgical cutting electrode 12 is coaxially arranged in a hollow cylindrical instrument housing 11 that can be grasped by the hand of the user, this electrode being recessed slightly opposite the distal open end 13 of the tubular instrument housing 11 and connected to a feed line 12', which (surrounded by insulation 14) extends backward with spacing on all sides from the inside wall of the tubular instrument housing 11, where a high-frequency connection 15 is provided in the region of the proximal end on the side, to which an appropriate high-frequency voltage produced by a high-frequency generator (not shown) can be connected. The corresponding neutral electrode is arranged on an appropriate site of the patient's body. The distal region of the instrument housing 11 consisting otherwise of metal is produced from an insulating material 11' that extends backward above insulation 14 of feed line 12'.

The feed line 12' with insulation 14 is secured by appropriate mounts 16 preferably coaxially within the instrument housing 11. The individual mounts 16 are each arranged over the periphery around insulation 14 with a spacing so that an adequately dimensioned flow passage is present between them in the axial direction.

On the proximal end of the instrument housing 11 two feed tubes 17, 18 are introduced laterally or axially into the interior of instrument housing 11. A line is connected to tube 17, by means of which a 0.9% NaCl solution is supplied. The axially introduced tube 18 is connected to a compressed air connection so that it can be exposed to compressed air as carrier gas.

The tubes 17, 18 within the cavity 19 of instrument housing 11 have openings 20, 21 through which the NaCl solution or air can be forced into the interior 19 so that atomization of the NaCl solution occurs, i.e., formation of an aerosol 20, which, because of the pressure



buildup, flows through tube 18 in the direction of the arrow through the instrument housing 11 toward the distal end 13 and emerges there as a conically expanding aerosol bundle or aerosol jet 22', which thus surrounds the tip of the cutting electrode 12 and the biological tissue being coagulated by it. The aerosol is ionized by the high voltage of the cutting electrode 12 and an ionized zone is thus formed between the cutting electrode 12 and the biological tissue, on which a particularly uniform and thus also particularly easily localizable electric arc is then formed.

The compressed air feed tube 18 is introduced axially into the interior of the instrument housing 11 far enough so that the outlet nozzle 20 is situated directly above and slightly behind the crosswise running outlet nozzle 21 of the liquid feed tube 17. In this fashion the air flowing over the outlet nozzle 21 absorbs moisture from the tube 17 and atomizes it simultaneously to form aerosol 22.

Instead of the atomization device formed by tubes 17, 18, an ultrasonic atomizer could also be provided on or in the instrument housing 11 or at a distance from it. In the latter case the ultrasonic atomizer would be connected to the interior of the instrument housing 11 via an aerosol feed tube.

## **Claims**

1. Method for contactless surface coagulation of biological tissue by means of an electric arc, which is produced by the high voltage generated by a high-frequency generator on a high-frequency surgical instrument, characterized by the fact that to create an ionized zone for facilitated electric arc formation, an aerosol jet formed using a liquid and a carrier gas is fed into the region where the electric arc is to be formed and where an electrode 12 connected to a high-frequency voltage is situated.
2. Method according to Claim 1, characterized by the fact that ions, for example, NaCl or KI are mixed with the aerosol jet to improve conductivity.
3. Method according to Claim 1 or 2, characterized by the fact that the aerosol jet is formed by a 0.9% solution.
4. Method according to one of the preceding Claims, characterized by the fact that the aerosol is generated according to the atomizer principle and especially by an atomizer designed as a gasifier.

5. Method according to one of the Claims 1 to 3, characterized by the fact that the aerosol is generated by an ultrasonic atomizer.

6. Method according to one of the preceding Claims, characterized by the fact that air and/or carbon dioxide and/or nitrogen is used as carrier gas to form the aerosol, i.e., for atomization of the liquid contained in the aerosol, in which the preliminary pressure of the carrier gas is preferably adjustable.

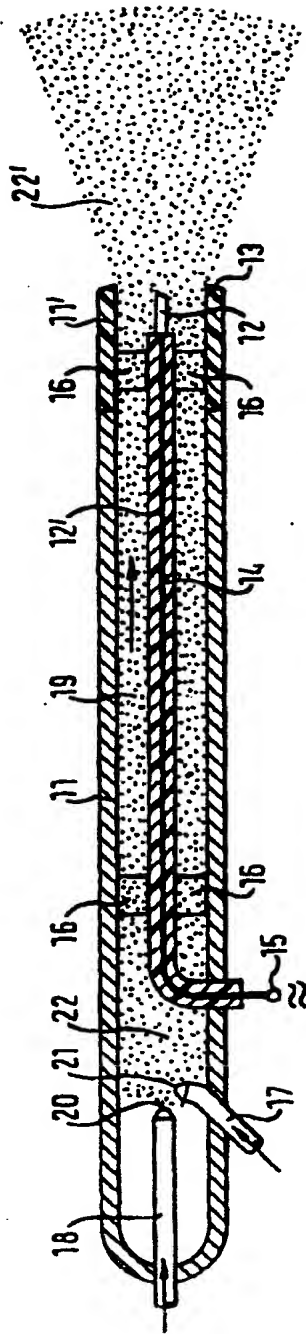
7. Electrosurgical device with an active electrode (12) connectable to a high-frequency voltage generated by a high-frequency generator and a neutral electrode to produce an electric arc in the biological tissue for the purpose of contactless surface coagulation, especially to perform the method according to one of the Claims 1 to 6, characterized by the fact that it has an aerosol jet formation component (17, 18, 19), which supplies an aerosol jet formed using a carrier gas and a liquid into the region around the active electrode (12) where the electric arc is to be formed.

8. Device according to Claim 7, characterized by the fact that the aerosol jet generation component has an atomizer channel (19) with an outlet nozzle (13) and/or that the aerosol jet generation component includes an ultrasonic atomizer that is optionally arranged in the handle (11) or outside of the handle and connected via a tube connection to the handle (11) and/or that the active high-frequency electrode (12) is preferably arranged in the center of the atomizer or ultrasonic atomizer channel (19) and/or that the atomizer-sprayer-electrode arrangement is accommodated in the same handle (11), in which the high-frequency connection (15) and the carrier gas-liquid connection (17, 18) are also provided on handle (11).

9. Device according to Claim 7 or 8, characterized by the fact that the active electrode (12) is slightly recessed opposite the outlet nozzle (13) of the instrument housing (11) and/or that the active electrode (12) is designed needle- or rod-shaped and/or that the distal region of the instrument housing (11) consists of an insulation material (11').

10. Device according to one of the Claims 7 to 9, characterized by the fact that the active electrode (12) is connected to a high-frequency feed line (12') extending lengthwise in the instrument housing (11), which is surrounded by insulation (14) and/or that insulating spacers (16) are preferably arranged between the feed line (12') to the active electrode (12) or the insulation (14) of the feed line (12') and the inside wall of the

instrument housing (11) so that sufficient room for axial passage of the aerosol is present between spacers (16) arranged at a specific axial site of the instrument housing (11).



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**